



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 100 40 850.8

Anmeldetag: 21. August 2000

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Kernspintomographiegerät mit verbessertem
Offresonanzverhalten einer True-Fisp-Mess-
sequenz in Gegenwart zweier Spinkollektive

IPC: G 01 R 33/56

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 23. November 2000
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Waasmaier

Beschreibung

Kernspintomographiegerät mit verbessertem Offresonanzverhalten einer True-Fisp-Meßsequenz in Gegenwart zweier Spinkollektive

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf Kernspintomographie (KST, Synonym: Magnetresonanztomographie) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Kernspintomographiegerät sowie ein Verfahren zum Betreiben eines solchen, bei denen eine sogenannte True-FISP Pulssequenz verwendet wird.

Die Kernspintomographie ist ein Schnittbildverfahren für die medizinische Diagnostik, das sich in erster Linie durch ein hohes Kontrastaufklärungsvermögen auszeichnet. Aufgrund der hervorragenden Darstellbarkeit des Weichgewebes hat sich die Kernspintomographie zu einem der Röntgen-Computertomographie vielfach überlegenen Verfahren entwickelt. Die Kernspintomographie basiert heute auf der Anwendung von Spinecho- und Gradientenecho-Sequenzen, die bei Meßzeiten in der Größenordnung von Minuten eine exzellente Bildqualität ermöglichen.

Allerdings treten bei der Darstellung des Gewebes von Patienten an den Grenzschichten zwischen Fett und Wasser Artefakte auf, die von dem Einfluß der chemischen Verschiebung herühren. Mit chemischer Verschiebung bezeichnet man die Eigenschaft, daß sich die Resonanzfrequenz abhängig von der Art der chemischen Bindung, in der sich der Kern befindet, proportional zur Feldstärke geringfügig verschiebt. Aufgrund ihrer Konzentration im menschlichen Körper tragen hauptsächlich Wasserstoffkerne des freien Wassers und des Fettes zum Bild bei. Deren relative Resonanzfrequenzdifferenz beträgt etwa 3 ppm (parts per million). Dadurch kommt es bei der Verwendung von Steady State-Gradienten-Echo-Sequenzen zu

einer Modulation der Signalintensität in Abhängigkeit von der Echozeit TE.

5 Diese Artefakte gilt es zu vermeiden, da sie zu einer fehlerhaften Diagnose führen können. Daher ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein Kernspintomographiegerät und ein Verfahren zum Betreiben eines solchen bereitzustellen, bei denen die Artefakte infolge der chemischen Verschiebung zwischen einem ersten Spinkollektor, z.B. Wasser, und einem
10 zweiten Spinkollektiv, z.B. Fett, verringert bzw. vermieden sind.

15 Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch ein Kernspintomographiegerät gemäß Anspruch 1 gelöst, welches eine Einrichtung zur Erzeugung und Einstrahlung einer FISP-Pulssequenz auf ein zu untersuchendes Objekt aufweist. Die Pulssequenz wird mit einer Repetitionszeit T_R , mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten und alternierendem Vorzeichen des Flipwinkels α des Anregungspulses wiederholt. Dabei sind
20 die Gradientenpulszüge vollständig balanciert, so daß sich eine sogenannte True FISP Pulssequenz ergibt.

25 Erfindungsgemäß ist zusätzlich zum alternierenden Vorzeichen des Flipwinkels α zwischen aufeinanderfolgenden Anregungspulsen ein Phaseninkrement β vorhanden, so daß die Steady-State Signale für ein erstes und ein zweites Spinkollektiv wahlweise entweder gleiche oder umgekehrte Signalpolaritäten besitzen. Durch die Inkrementierung der Phase um den Betrag β zwischen aufeinanderfolgenden Anregungspulsen wird eine Präzession der magnetischen Momente des ersten und des zweiten
30 Spinkollektives im rotierenden Bezugssystem hervorgerufen. Im Unterschied zu den bekannten True FISP Systemen, die beispielsweise auf Wasser als erstes Spinkollektiv eingestellt sind, so daß nur andere Spinkollektive, z.B. Fett, im rotierenden Bezugssystem präzediert, wird daher gemäß der vorlie-
35 genden Erfindung durch das Phaseninkrement β eine Präzession beider magnetischer Momente hervorgerufen. Durch entspre-

chende Variation des Betrages des Phaseninkrementes β können nun die Signalpolaritäten des gemessenen Steady-State-Signales für das erste und das zweite Spinkollektiv so gewählt werden, daß sie entweder gleich oder umgekehrt sind. Hieraus
5 läßt sich bei der Verarbeitung auf einfache Weise eine getrennte Darstellung des ersten und des zweiten Spinkollektivs erreichen.

Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Lösung ist, daß
10 die Repetitionszeit T_R nicht auf bestimmte Zeitintervalle festgelegt ist, um die gewünschten relativen Signalpolaritäten zu erhalten. In einem bekannten System, das dergestalt eingestellt ist, daß z.B. Wasser als erstes Spinkollektiv im rotierenden Bezugssystem nicht präzediert, muß das T_R so ge-
15 wählt werden, daß die zweite Spezies zwischen $-180+k*720$ Grad und $+180+k*720$ Grad präzediert, um positive Polarität auch für die zweite Spinspezies zu erreichen. Für alle nicht in diese Intervalle fallenden Präzessionswinkel wird eine umgekehrte Signalpolarität erreicht. Präzessionswinkel von exakt
20 $(2k+1)*180$ Grad führen zu einem fast vollständig verschwindendem Steady-State-Signal, Werte nahe diesen Intervallgrenzen zeigen eine starke Signalstärkeabhängigkeit vom Präzessionswinkel, die deshalb stark stört, da der lokale Präzessionswinkel durch unvermeidliche Offresonanzen, z.B. durch
25 Feldinhomogenitäten, nicht genau kontrolliert werden kann.

Erfindungsgemäß kann durch das zusätzlich aufgeprägte Phaseninkrement β erreicht werden, daß bei gegebenem T_R die Präzessionswinkel beider Spinspezies möglichst weit von diesen
30 Intervallgrenzen entfernt sind, wobei die freie Wahlmöglichkeit zwischen gleichen und umgekehrten Signalpolaritäten bestehen bleibt.

Erfindungsgemäß wird weiter ein Verfahren zum Betreiben eines
35 Kernspintomographiegerätes gemäß Anspruch 8 vorgeschlagen.

Der Wert β des Phaseninkrementes ist vorteilhafterweise so gewählt, daß die Werte der Präzessionswinkel β_w und β_F des ersten und des zweiten Spinkollektivs während der Repetitionszeit T_R wahlweise den Bedingungen für gleiche Signalaritäten bzw. für umgekehrte Signalaritäten genügt.

Vorteilhafterweise ist das Phaseninkrement β so gewählt, daß das erste und das zweite Spinkollektiv gleichzeitig jeweils einen möglichst großen Differenzwinkel zum jeweils nächstliegenden Signalnulldurchgang im Steady-State-Signal aufweist. Hierdurch werden eine große Stabilität des Systems, z.B. bei kleinen Schwankungen von T_R und eine effiziente Signalausbeute gewährleistet.

Das erste Spinkollektiv kann beispielsweise Wasser und das zweite Spinkollektiv Fett darstellen.

Durch die mögliche freie Wahl der gegenseitigen Signalaritäten kann auf der Basis gleicher Signalaritäten ein erster Datensatz und auf der Basis umgekehrter Signalaritäten ein zweiter Datensatz erhalten werden.

Dabei kann durch entsprechende Addition und/oder Subtraktion des ersten und zweiten Datensatzes auf einfache Weise ein reines Bild des ersten bzw. des zweiten Spinkollektivs erhalten werden.

Vorteilhafte Weiterbildungen sind in den Unteransprüchen angegeben.

Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen beziehungsweise auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspintomographiegerät,

Figur 2 stellt eine True-FISP-Pulssequenz (FISP-Sequenz mit vollständig balancierten Gradientenpulszügen) mit Phaseninkrement $\Delta\phi=\beta$ dar, wie sie gemäß der Erfindung verwendet wird,

5

Figur 3a erläutert das Phaseninkrement $\Delta\phi=\beta$ durch Projektion des Spins eines Spinkollektivs in die rotierende Bezugsebene x-y, wobei das HF-Signal „in phase“ ist,

10

Figur 3b erläutert das Phaseninkrement $\Delta\phi=\beta$ durch Projektion des Spins eines Spinkollektivs in die rotierende Bezugsebene x-y, wobei das HF-Signal „opposed phase“ ist,

15

Figur 4 stellt das SSFP-Signal bei Off-Resonanz in Abhängigkeit zur chemischen Frequenzverschiebung Δf dar.

Figuren 5a bis 5c und Figuren 6a bis 6d

20

stellen das Steady-State-Signal in Abhängigkeit des Offresonanzwinkels unter Berücksichtigung mehrerer unterschiedlicher Fälle dar.

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes zur Erzeugung eines Kernspinbildes eines Objektes gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisation bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Meßvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse

25

30

35

werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert werden.

5

In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 erzeugt dabei einen Gradienten G_x in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten G_y in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten G_z in z-Richtung. Jeder Verstärker 14 umfaßt einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinecho-signale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfaßt weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginär-

teil über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz
5 der Resonanzfrequenz der Kernspins im Meßvolumen entspricht.

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4 strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in
10 das Meßvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Meßsignals umgesetzt. Durch
15 einen Bildrechner 17 wird aus den dergestalt gewonnenen Meßdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Meßdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der je-
20 weils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung 18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis
25 für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18 wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal 21, das eine Tastatur sowie
30 einen oder mehrere Bildschirme umfaßt.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird das Kernspintomographiegerät mit einer True FISP Pulssequenz betrieben.

35 Figur 2 ist eine derartige True-FISP-Sequenz dargestellt. FISP steht für „Fast Imaging with Steady Precession“ und ist eine Spezialform der Gradientenechosequenz.

Wie bei den konventionellen Bildgebungssequenzen findet auch hier eine Rephasierung bezüglich eines Schichtselektionsgradienten G_s und eine Vordephasierung bezüglich eines Auslesegradienten G_R statt. Durch diese Gradientenschaltung wird die durch die Gradienten hervorgerufene Dephasierung der Quermagnetisierung kompensiert, so daß ein Echosignal entsteht, das als Gradientenecho bezeichnet wird. Die Grundidee ist also, daß die transversale Magnetisierung nach der Signalauslese restauriert wird und für den nächsten Sequenzdurchgang genutzt werden kann.

Das Echosignal wird ausschließlich durch Gradientenumkehrung generiert.

Die Repetitionszeit TR ist die Zeit, nach der ein HF-Anregungsimpuls dem anderen folgt. Nach der Zeit $T_E = \frac{TR}{2}$ erfolgt das Echosignal und kann mittels Auslesegradient G_R akquiriert werden.

Das True-FISP-Signal zeichnet sich durch eine völlige Symmetrie im Zeitbereich aus, d.h. die Gradientenzüge sind vollständig balanciert. Durch die völlige Symmetrie der Gradientenzüge im Zeitbereich werden alle Magnetisierungsanteile wieder refokussiert, so daß nach kurzer Einschwingzeit das ideale Steady State Signal entsteht.

Bei der Phasencodierung wird vor der Akquisition des Steady State Signals und nach der Akquisition für eine feste Zeit ein Gradientenfeld eingeschaltet, dessen Stärke bei jedem Sequenzdurchgang schrittweise um den einen Betrag ΔG_R erniedrigt (\downarrow) bzw. erhöht (\uparrow) wird.

Die True-FISP-Sequenz stellt hohe Anforderungen an die Kalibrierung der Hardware und Software: Eine Fehljustierung führt zu nicht akzeptablen Interferenzstreifen im Bild.

Die HF-Impulse alternieren im Vorzeichen des Flipwinkels α . Zusätzlich zum alternierenden Vorzeichen des Flipwinkels α wird nun ein Phaseninkrement $\Delta\phi=\beta$ aufgeprägt, also eine Differenz der Phase zweier aufeinanderfolgender HF-Impulse erzeugt. Mit anderen Worten wird die Phase eines nachfolgenden HF-Impulses im Vergleich zum vorhergehenden HF-Impuls jeweils um den Wert β erhöht. Durch dieses Phaseninkrement $\Delta\phi$ mit dem Betrag β wird eine Präzession der Wasserspins im rotierenden Bezugssystem hervorgerufen, und zwar zusätzlich zu der Präzession der Fettspins.

An dieser Stelle ist anzumerken, daß bei einer True FISP Pulssequenz, wie sie beispielsweise in Figur 2 dargestellt ist, die Repetitionszeit T_R , die Auslesezeit T_E und das übrige System in der Regel auf Wasser abgestimmt sind, so daß die Wasserspins im rotierenden Bezugssystem nicht präzedieren, d.h. "on-resonant" sind. Der Präzessionswinkel β_w von Wasser ist Null, $\beta_w=0$. Alle anderen Spinkollektive, wie z.B. das zweitstärkste Spinkollektiv Fett, präzedieren im rotierenden Bezugssystem. Das Spinkollektiv Fett präzediert während der Repetitionszeit um den Winkel β_f .

Durch den Einsatz des oben erwähnten Phaseninkrementes $\Delta\phi=\beta$ zwischen aufeinanderfolgenden HF-Impulsen wird nun eine Präzession auch der Wasserspins im rotierenden Bezugssystem bewirkt. Der genauere Mechanismus ist in Bezug auf Figur 3a und 3b erläutert. Die Wasserspins und die Fettspins präzedieren als die beiden das stärkste Signal gebenden Spinkollektive mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Die Fettspins präzedieren während der Repetitionszeit T_R , also zwischen zwei Auslesezeitpunkten, um einen Winkel β_f und die Wasserspins um einen Winkel β_w . Diese Präzessionswinkel β_f und β_w können durch entsprechende Einstellung und Wahl des Wertes β des Phaseninkrementes $\Delta\phi$ verändert werden, so daß die jeweilige Signalpolarität des Steady-State Signals von Wasser bzw. Fett wahlweise eingestellt werden kann. Beispielsweise wird ein erster Wert von β so gewählt, daß die resultierenden Steady-

State Signale von Wasser und Fett gleiche Signalpolaritäten haben, woraufhin ein anderer Wert von β gewählt wird, bei dem die Steady-State Signale von Wasser und Fett entgegengesetzte Signalpolaritäten aufweisen. Hierdurch wird es möglich, durch
5 entsprechende Additions- und Subtraktions-Rechenschritte ein jeweils reines Steady-State Signal von Wasser oder Fett herauszufiltern und entsprechend darzustellen. Es kann somit auf einfache Weise eine reine Darstellung des Wasser- oder des Fett-Spinkollektivs erhalten werden.

10

Die Figuren 3a und 3b erläutern das Verhältnis zwischen dem Präzessionswinkel, z.B. β_w oder β_F , eines Spinkollektivs und dem resultierenden HF- bzw. Steady State Signal. Figur 3a und 3b zeigen dabei die Projektion eines Spins eines Spinkol-
15 lektivs in die rotierende Bezugsebene x-y. Der Spin des Spinkollektivs legt in der Repetitionszeit T_R einen Präzessionswinkel β_F zurück. Genauere Erläuterungen am Beispiel des Präzessionswinkels β_F des Spinkollektivs Fett sind im folgenden unter Bezug auf die Figuren 3a und 3b dargelegt. Die Erläute-
20 rungen gelten selbstverständlich nur für derartige Spins, die im rotierenden Bezugssystem präzedieren, d.h. "off-resonant" sind. Sogenannte "on-resonante" Spins präzedieren im rotierenden Bezugssystem nicht, sondern werden durch das HF-Signal mit alternierendem Flipwinkel α auf der x-Achse hin- und
25 hergeklappt. Das ist beispielsweise für Wasserspins im oben erwähnten bekannten System der Fall, bei dem das gesamte System auf die Resonanz der Wasserspins abgestimmt ist, so daß diese im rotierenden Bezugssystem nicht präzedieren. Der für die vorliegende Erfindung zutreffende Fall der Präzession der
30 Spins im rotierenden Bezugssystem, sogenannte "off-resonante" Spins ist in den Figuren 3a und 3b dargestellt.

In Figur 3a genügt der Präzessionswinkel β_F der mathematischen Bedingung

35

$$\left| \frac{\beta_F}{2} \right| < 90^\circ$$

Da ein Spin während T_R um den Winkel β_F präzediert, wird in diesem Fall der Spin "in phase" zum HF-Signal ausgelesen. Das

bedeutet, daß nach einem HF-Puls mit positivem Vorzeichen ($+\alpha$) das ausgelesene Signal (Steady-State Signal) ebenfalls ein positives Vorzeichen hat. Ein Beispiel ist in Fig. 3a dargestellt.

5

Befindet sich ein Spin zunächst im zweiten Quadranten des rotierenden Bezugssystems, so wird er vom HF-Signal $+\alpha$ in den ersten Quadranten gespiegelt bzw. geklappt. In der Zeit, in der kein HF-Signal anliegt, d.h. in der Repetitionszeit T_R präzediert der Spin um den Winkel β_F in den vierten Quadranten des rotierenden Bezugssystems. Bei Überstreichen der x-Achse bei $T_E = \frac{T_R}{2}$ nach Zurücklegen des Winkels $\frac{\beta_F}{2}$ wird das Signal mit positivem Vorzeichen ausgelesen. Nach der Zeit T_R wird der Spin, der sich nun im vierten Quadranten des rotierenden Bezugssystems befindet, von dem folgenden HF-Signal $-\alpha$ in den dritten Quadranten gespiegelt. Nach der Zeit $T_E = \frac{T_R}{2}$ überstreicht der Spin wieder die x-Achse, das Signal wird mit negativem Vorzeichen ausgelesen. Nach einer weiteren Zeit $\frac{T_R}{2}$ befindet sich der Spin wieder an seiner ursprünglichen Position so daß der Vorgang von neuem beginnt.

20

Die Signalpolarität bei dem erläuterten "in phase" Fall, d.h. $\left| \frac{\beta_F}{2} \right| < 90^\circ$, ist positiv. Dies ergibt sich daraus, daß nach ei-

25

nem positiven HF-Impuls der Spinvektor die positive x-Achse überstreicht. Das heißt, ein positives HF-Signal korrespondiert mit einem positiven Steady-State-Signal. Befindet sich der Spinvektor im vierten Quadranten und wird durch ein HF-Signal in den dritten Quadranten geklappt, so überstreicht er nach der Zeit $\frac{T_R}{2}$ die negative x-Achse, so daß ein negatives

30

Steady-State-Signal entsteht. Das heißt, ein negativer HF-Impuls korrespondiert mit einem negativen Steady-State-Signal, usw.

Man sagt, die Signalpolarität ist positiv.

In Figur 3b ist das ausgelesene Spin-Signal (Steady-State-Signal) „opposed phase“ zum HF-Signal. Hier genügt der Präzessionswinkel β_F der mathematischen Bedingung

$$90^\circ < \left| \frac{\beta_F}{2} \right| < 270^\circ,$$

d.h. der Präzessionswinkel β_F , den der Spin in der Zeit T_R überstreicht, ist größer als 180° . Im Gegensatz zu Figur 3a ist hier die Signalpolarität negativ. Befindet sich ein Spin im zweiten Quadranten des rotierenden Bezugssystems und wird er anschließend durch ein positives HF-Signal in den ersten Quadranten des rotierenden Bezugssystems gespiegelt, so präzediert er anschließend in den vierten Quadranten und überstreicht dabei nach der Zeit $T_E = \frac{T_R}{2}$ die negative x-Achse.

Obwohl das HF-Signal positiv war, resultiert daraus ein negatives Steady-State-Signal. Der Spin wird anschließend durch ein negatives HF-Signal in den dritten Quadranten geklappt, und präzediert in der Zeit T_R in den zweiten Quadranten. Das Steady-State-Signal ist diesmal positiv, da es nach der Zeit $\frac{T_R}{2}$ den positiven Teil der x-Achse überstreicht.

Sowohl in Figur 3a als auch in Figur 3b ist gut zu erkennen, daß im Spezialfall $\left| \frac{\beta_F}{2} \right| = 90^\circ$, d.h. falls der Spin während der Zeit T_R um 180° präzediert, der Spin durch einen nachfolgenden HF-Puls nicht geklappt bzw. geflippt wird und somit kein Steady-State-Signal erhalten werden kann. Das Steady-State-Signal hat für diesen Fall einen Nulldurchgang.

Es ist anzumerken, daß sich die Figuren 3a und 3b und die entsprechenden Erläuterungen jeweils auf den Spin bzw. das gesamtmagnetische Moment eines einzigen Spinkollektivs beziehen. Das beim Auslesen in Kernspintomographiegerät erhaltene Signal ist somit die Kombination der Steady-State-Signale der Spins mehrerer Spinkollektive, wie beispielsweise der beiden

Spinkollektive Wasser und Fett. Durch entsprechende Wahl und Einstellung des Wertes β des Phaseninkrementes $\Delta\phi$ werden direkt die Werte β_W und β_F festgelegt, um die das erste Spinkollektiv Wasser bzw. das zweite Spinkollektiv Fett während der Repetitionszeit T_R im rotierenden Bezugssystem präzedieren. Der Wert β_F , um den das zweite Spinkollektiv Fett während der Repetitionszeit T_R im rotierenden Bezugssystem präzediert, hängt entsprechend der folgenden Gleichung von der Repetitionszeit T_R und β_W ab:

10

$$360^\circ * \Delta f * T_R = \beta_F - \beta_W$$

Die chemische Frequenzverschiebung Δf zwischen Fett und Wasser beträgt z.B. bei einem Magnetfeld $B_0=1,5T$ etwa 220 Hz.

15

Ohne Phaseninkrement $\Delta\phi=0$ präzediert Wasser nicht, so daß $\beta_W = 0$ gilt. Bei Einschalten eines Phaseninkrementes β präzediert Wasser im rotierenden Bezugssystem mit $\beta_W = -\beta$, wobei sich der Präzessionswinkel β_F von Fett entsprechend der obigen Formel verändert.

20

Um eine möglichst gute Stabilität des Systems zu gewährleisten und um eine hohe Signalausbeute zu bekommen ist es wichtig, daß für ein voreingestelltes T_R der Wert β so gewählt wird, daß Fett und Wasser gleichzeitig jeweils einen möglichst großen Differenzwinkel zum jeweils nächstliegenden Signalnulldurchgang des Steady-State-Signals besitzen. Da sowohl Wasser als auch Fett im rotierenden Bezugssystem präzedieren muß T_R nicht exakt justiert sein um das System stabil zu halten.

30

Figur 4 stellt das SSFP-Signal (Resonanzsignal) eines Spinkollektivs (z.B. Fett) bei Off-Resonanz in Abhängigkeit von $\frac{\beta_F}{T_R * 360^\circ}$ dar.

35

Bei einer beliebig gewählten Repetitionszeit T_R hat das Steady-State-Signal bei Spins, die pro T_R weniger als etwa $\pm 180^\circ$ ($\pm \frac{1}{2T_R}$) präzedieren, ein reelles positives Signal am Auslesezeitpunkt $T_E = \frac{T_R}{2}$. Präzessionswinkel von $\pm 180^\circ$ bis $\pm 540^\circ$ ($\pm \frac{1}{2T_R}$ bis $\pm \frac{3}{2T_R}$) ergeben reelle Signale mit negativer Polarität usw. Bei $180^\circ + k \cdot 360^\circ$ Präzession hat die Steady-State-Signalamplitude einen Nulldurchgang. Werte für Signallnuldurchgänge sind beispielsweise ..., $-\frac{3}{2T_R}$, $-\frac{1}{2T_R}$, $+\frac{1}{2T_R}$, $+\frac{3}{2T_R}$, ...

10

Wie oben erwähnt, sollte der Wert β des Phaseninkrementes $\Delta\phi$ so eingestellt werden, daß die Präzessionswinkel β_F und β_W von Fett bzw. Wasser nicht in der Nähe eines Signallnuldurchganges im jeweiligen Resonanzsignal liegen und je einen möglichst großen Differenzwinkel zu diesem besitzen. Ein solcher Fall wäre beispielsweise:

$$\beta_W = -90^\circ$$

$$\beta_F = +90^\circ$$

20 Die HF-Signale sind für beide Spinkollektive „in phase“ (vgl. Figur 3a) was zu gleichen Signalpolaritäten für Wasser und Fett führt.

Ein Beispiel für ungleiche Signalpolaritäten wäre:

25

$$\beta_W = +90^\circ$$

$$\beta_F = +270^\circ$$

30 Das Resonanzsignal für Fett liegt hier im negativen reellen Bereich. Das entsprechende HF-Signal ist „opposed phase“. Dies führt mit dem positiven Resonanzsignal von Wasser insgesamt zu einer Kombination ungleicher Signalpolaritäten im gemessenen Gesamt-Resonanzsignal.

Die Figuren 5a bis 5c bzw. 6a bis 6d sollen die beiden Fälle
 $\left| \frac{\beta_{F,W}}{2} \right| < 90^\circ$ bzw. $90^\circ < \left| \frac{\beta_{F,W}}{2} \right| < 270^\circ$ und damit die freie Wahlmög-
 lichkeit zwischen gleichen und ungleichen Signalpolaritäten
 der Resonanzsignale von Fett und Wasser in Abhängigkeit von
 5 der Aufprägung eines Phaseninkrementes $\Delta\phi = \beta$ zwischen den auf-
 einanderfolgenden HF-Pulsen näher erläutern.

Im Falle der Figur 5a ist Wasser onresonant, das heißt das
 Wasser hat im rotierenden Bezugssystem keinerlei Präzession
 10 ($\beta_W = 0$). Das Fett ist offresonant und besitzt den Präzessions-
 winkel β_F . Die Signale von Wasser bzw. Fett haben gleiche
 Vorzeichen, beide haben ein positives Steady-State-Signal, so
 daß sich ein entsprechend großer Wert im gemessenen Gesamt-
 Resonanzsignal ergibt.

15

Gemäß Figur 5b wird nun das Phaseninkrement $\Delta\phi = \beta$ bei einem
 gegebenen T_R erfindungsgemäß so gewählt, daß die Präzessions-
 winkel β_W und β_F von Wasser bzw. Fett symmetrisch um die
 Phase 0° zu liegen kommen. Die Bedingung hierfür ist:

20

$$\beta = 180^\circ \cdot \Delta f \cdot T_R = \frac{\beta_F - \beta_W}{2}$$

25

Der Nullpunkt wird also genau in die Mitte zwischen Wasser
 und Fett gelegt. Dadurch werden Wasser bzw. Fett zu einem
 neuen Präzessionswinkel von $\beta'_W = -\beta$ bzw. $\beta'_F = +\beta$ verschoben.
 Beide Präzessionswinkel haben die gleiche Entfernung zum je-
 weiligen Signalnulldurchgang.

In Figur 5c wird $\Delta\phi = \beta$ bei einem gegebenen T_R erfindungsgemäß
 so gewählt, daß die Präzessionswinkel von Wasser und Fett
 symmetrisch um die Phase 180° zu liegen kommen. Dazu wird das
 30 Phaseninkrement β im Fall von Figur 5b um 180° erhöht, d.h.
 $\beta \rightarrow \beta + 180^\circ$. Die Bedingung hierfür ist nun

$$\beta = 180^\circ \cdot \Delta f \cdot T_R - 180^\circ = \frac{\beta_F - \beta_W}{2} - 180^\circ. \text{ Damit kommt das Fett unter}$$

35

dem negativen, das Wasser unter dem positiven Anteil des
 Steady-State-Signales zu liegen. Dies führt zu einer umge-
 kehrten Polarität der jeweiligen Resonanzsignale. Beide neuen

Präzessionswinkel $\beta'_w = 180^\circ - \frac{\beta_F - \beta_w}{2}$ bzw. $\beta'_F = 180^\circ + \frac{\beta_F - \beta_w}{2}$

sind wieder gleich weit weg von dem Signalnulldurchgang bei 180° . Gleich weit weg bedeutet gleichzeitig, daß sie maximal unempfindlich sind gegenüber z.B. Feldinhomogenitäten.

5

Der Fall, daß $|\beta_F - \beta_w|$ zwischen 180° und 540° liegt ist in Figur 6a dargestellt. Das Fett hat ein negatives Signal, wenn Wasser onresonant ($\beta_w=0$) ist.

10 In diesem zweiten Fall kann man durch geeignete Wahl von β auch wieder beide Fälle erreichen, nämlich daß Fett und Wasser gleiche oder umgekehrte Vorzeichen ergeben. Allerdings gibt es für den Fall gleicher Polarität zwei Fallunterscheidungen Figur 6b und Figur 6c. Wenn $|\beta_F - \beta_w|$ zwischen 180° und
 15 360° liegt, haben Fett und Wasser beide ein positives Signal. Wenn $|\beta_F - \beta_w|$ aus dem Bereich $[360^\circ; 540^\circ]$ stammt, haben Fett und Wasser in jeweils unterschiedlichen positiven Signalverläufen zu liegen. In beiden Fällen haben Wasser und Fett gleiche positive Polarität. Die Bedingungen sind hierfür:

20 $\beta = 180^\circ * \Delta f * T_R$ (Figur 6b)

d.h. β'_w und β'_F sind symmetrisch um die Phase 0° ,
 und

$\beta = 180^\circ * \Delta f * T_R - 360^\circ$ (Figur 6c)

d.h. β'_w und β'_F sind symmetrisch um die Phase 360° ,

5

Für den Fall umgekehrter Polarität, in Figur 6d dargestellt, kann β wieder so gewählt werden, daß Fett und Wasser symmetrisch um die Phase 180° zu liegen kommen. Das Wasser-Signal ist positiv und das Fett-Signal negativ. Es liegt umgekehrte
 30 Polarität vor bei gleich weit entfernten Signalnulldurchgängen.

Patentansprüche

1. Kernspintomographiegerät, mit Einrichtungen zur Erzeugung und Einstrahlung einer FISP-Pulssequenz auf ein zu untersuchendes Objekt, wobei die FISP-Pulssequenz aufweist:

a) einen Anregungspuls (RF) zur Anregung der Spins mit einem Flipwinkel $\alpha \leq 90^\circ$

b) einen Schichtselektions-Gradienten G_s

c) einen Phasencodier-Gradienten G_p

d) einen Auslesegradienten G_R

wobei die Pulssequenz mit einer Repetitionszeit (T_R) mit unterschiedlicher Phasencodier-Gradienten Richtung und alternierendem Vorzeichen des Flipwinkels α wiederholt wird und die Gradientenpulszüge vollständig balanciert sind,

dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich zum alternierenden Vorzeichen des Flipwinkels α zwischen aufeinanderfolgenden Anregungspulsen ein Phaseninkrement $\Delta\phi = \beta$ vorhanden ist, so daß die Steady-State Signale für ein erstes und ein zweites Spinkollektiv wahlweise entweder gleiche oder umgekehrte Signalpolaritäten besitzen.

2. Kernspintomographiegerät nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

daß der Wert β des Phaseninkrements $\Delta\phi$ so gewählt wird, daß die Werte der Präzessionswinkel β_w und β_F des ersten bzw. des zweiten Spinkollektivs während der Repetitionszeit T_R wahlweise den mathematischen Bedingungen für gleiche Signalpolaritäten bzw. für umgekehrte Signalpolaritäten genügt.

3. Kernspintomographiegerät nach Anspruch 1 oder 2,

dadurch gekennzeichnet,

daß das Phaseninkrement $\Delta\phi = \beta$ so gewählt ist, daß das erste und das zweite Spinkollektiv gleichzeitig jeweils einen möglichst großen Differenzwinkel zum jeweils nächstliegenden Signalnulldurchgang im Steady-State-Signal aufweist.

4. Kernspintomographiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

5 daß das erste Spinkollektiv Wasser und das zweite Spinkollektiv Fett darstellt.

5. Kernspintomographiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

10 daß durch die mögliche freie Wahl der gegenseitigen Signalpolaritäten ein erster Datensatz auf der Basis gleicher Signalpolaritäten und ein zweiter Datensatz auf der Basis umgekehrter Signalpolaritäten erhalten wird.

15 6. Kernspintomographiegerät nach Anspruch 5,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

daß durch die Addition und/oder Subtraktion des ersten und zweiten Datensatzes ein reines Bild des ersten bzw. des zweiten Spinkollektivs erhalten wird.

20

7. Kernspintomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

daß die Phase des Empfängers so eingestellt ist, daß dieser ein Phaseninkrement von $\frac{\beta}{2}$ in Bezug auf den vorhergehenden

25 Anregungsimpuls aufweist.

8. Verfahren zum Betreiben eines Kernspintomographiegerätes, aufweisend folgende Schritte:

- Anregung der Spins mit einem Anregepuls (RF) mit einem
30 Flipwinkel $\alpha \leq 90^\circ$

- Einschalten eines Schichtselektions-Gradienten G_s

- Einschalten eines Phasenkodier-Gradienten G_p

- Auslesen eines Kernresonanzsignals S unter einem Auslesegradienten G_R

35 wobei die Pulssequenz mit einer Repetitionszeit (T_R) mit unterschiedlicher Phasenkodier-Gradienten Richtung und alter-

nierendem Vorzeichen des Flipwinkels wiederholt wird und die Gradientenpulszüge vollständig balanciert sind, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich zum alternierenden Vorzeichen des Flipwinkels α zwischen aufeinanderfolgenden Anregungspulsen ein Phaseninkrement $\Delta\phi=\beta$ gewählt wird, so daß die Steady-State Signale für das erste und das zweite Spinkollektiv wahlweise entweder gleiche oder umgekehrte Signalpolaritäten besitzen.

10 9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Wert β des Phaseninkrementes $\Delta\phi$ so gewählt wird, daß die Werte der Präzessionswinkel β_w und β_F des ersten bzw. des zweiten Spinkollektivs während der Repetitionszeit T_R wahlweise den mathematischen Bedingungen für gleiche Signalpolaritäten bzw. für umgekehrte Signalpolaritäten genügt.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Wert β so gewählt wird, daß das erste und das zweite Spinkollektiv gleichzeitig jeweils einen möglichst großen Differenzwinkel zum jeweils nächstliegenden Signalnulldurchgang des ausgelesenen Steady-State-Signals aufweist.

25 11. Verfahren nach Anspruch 8, 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Spinkollektiv Wasser und das zweite Spinkollektiv Fett darstellt.

30 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß durch die mögliche freie Wahl der gegenseitigen Signalpolaritäten ein erster Datensatz auf der Basis gleicher Signalpolaritäten und ein zweiter Datensatz auf der Basis umgekehrter Signalpolaritäten erhalten wird.

13. Verfahren nach Anspruch 12,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,
daß durch die Addition und/oder Subtraktion des ersten und
zweiten Datensatzes ein reines Bild des ersten bzw. des zwei-
ten Spinkollektivs erhalten wird.

5

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 13,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,
daß die Phase des Empfängers so eingestellt wird, daß dieser
ein Phaseninkrement von $\frac{\beta}{2}$ in Bezug auf den vorhergehenden

10 Anregungsimpuls aufweist.

Zusammenfassung

Verbessertes Offresonanzverhalten einer True-Fisp-Meßsequenz
eines Kernspintomographiegerätes in Gegenwart zweier Spinkol-
5 lektive

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Kernspintomo-
graphiegerät, mit Einrichtungen zur Erzeugung und Einstrah-
lung einer FISP-Pulssequenz auf ein zu untersuchendes Objekt.
10 Die Pulssequenz wird mit einer Repetitionszeit TR mit unter-
schiedlicher Phasenkodier-Gradienten Richtung und alternie-
rendem Vorzeichen des Flipwinkels α wiederholt. Dabei sind
die Gradientenpulszüge vollständig balanciert.

15 Zusätzlich zum alternierenden Vorzeichen des Flipwinkels α
ist zwischen aufeinanderfolgenden Anregungspulsen ein Phasen-
inkrement $\Delta\phi=\beta$ vorhanden, so daß die Steady-State Signale für
ein erstes und ein zweites Spinkollektiv wahlweise entweder
gleiche oder umgekehrte Signalpolaritäten besitzen.

20 Durch die mögliche freie Wahl der gegenseitigen Signalpolari-
täten kann ein erster Datensatz auf der Basis gleicher Sig-
nalpolaritäten und ein zweiter Datensatz auf der Basis umge-
kehrter Signalpolaritäten erhalten werden.

25 Durch die Addition und / oder Subtraktion des ersten und
zweiten Datensatzes kann somit ein reines Bild des ersten
bzw. des zweiten Spinkollektivs erhalten werden.

30 FIG 2

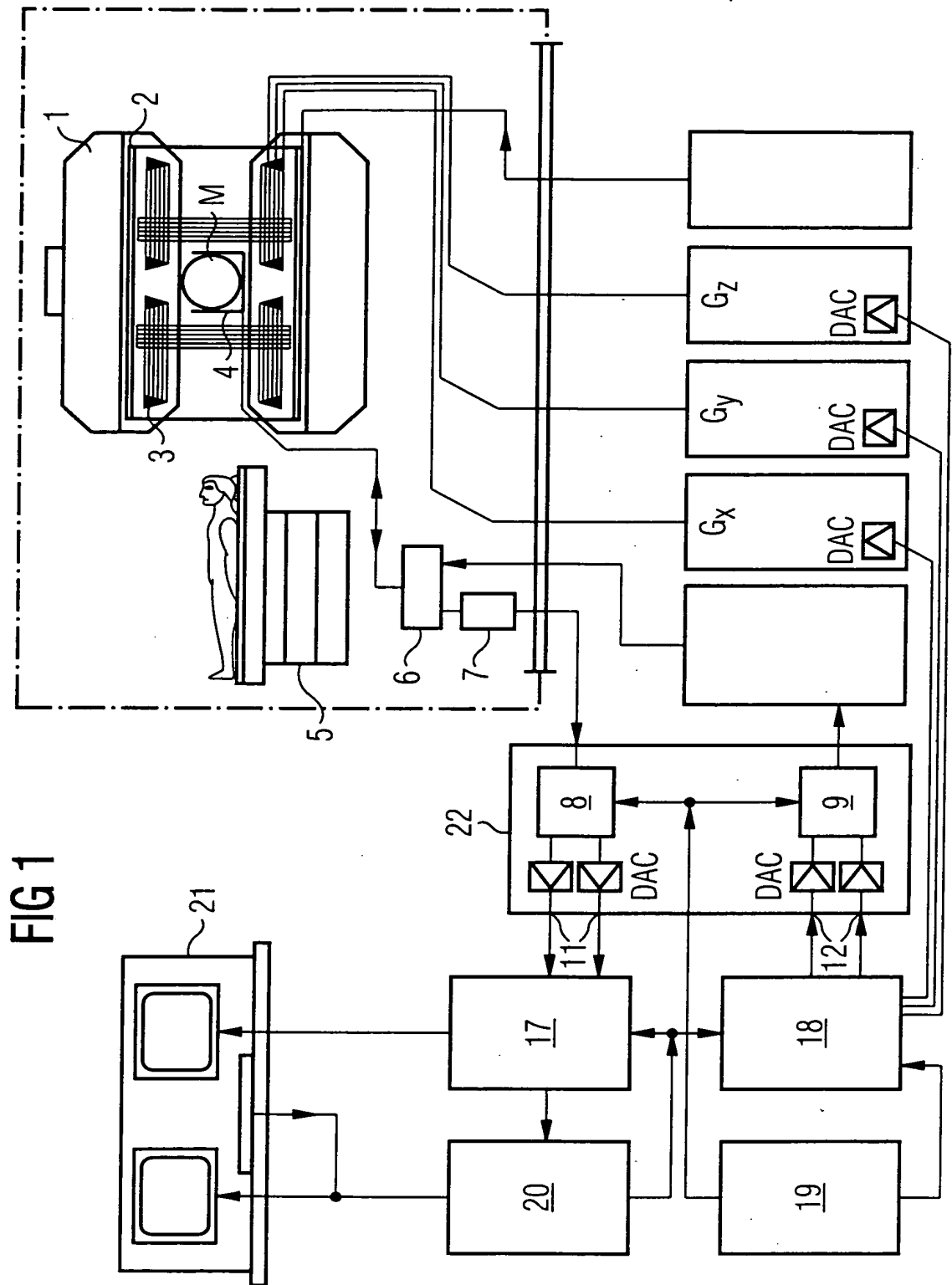


FIG 2

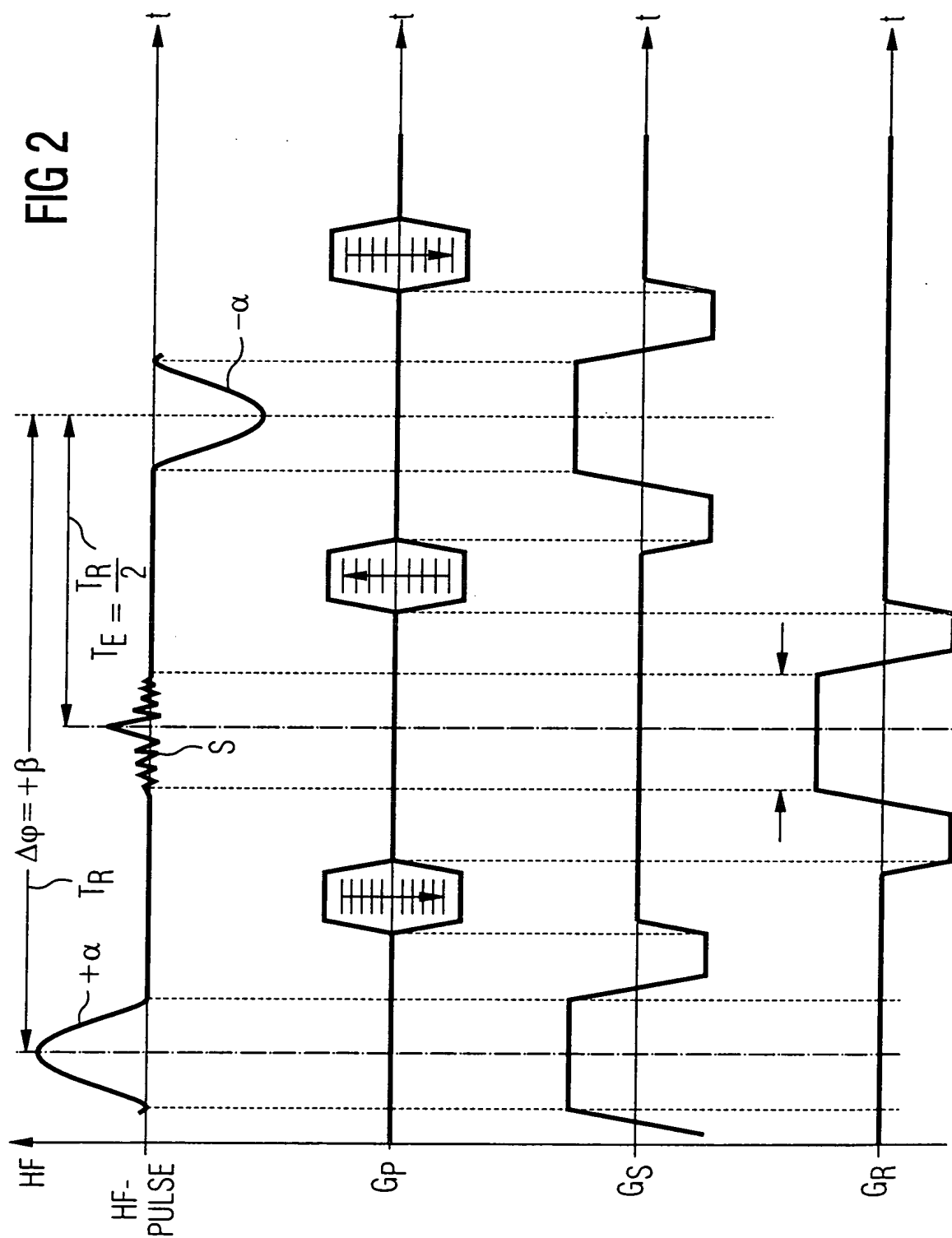


FIG 3a

$$\left| \frac{\beta_F}{2} \right| < 90^\circ$$

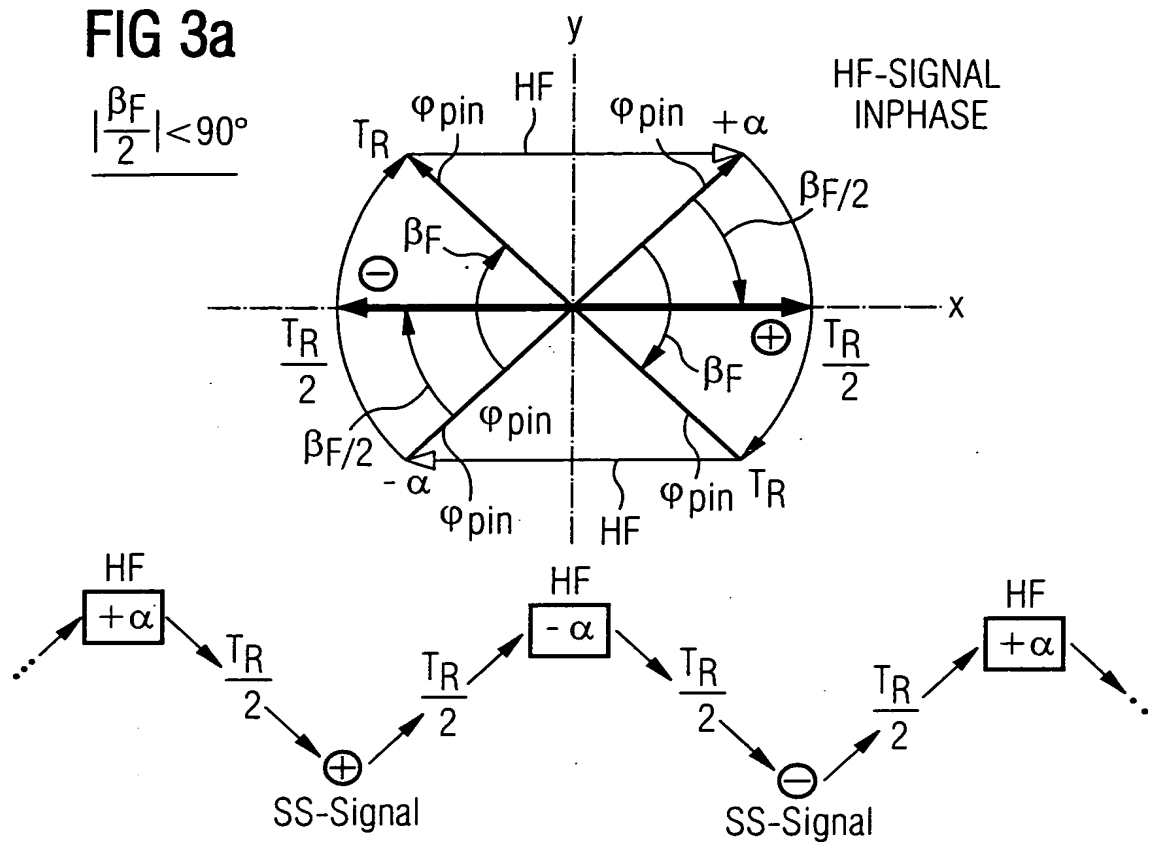


FIG 3b

$$90^\circ < \left| \frac{\beta_F}{2} \right| < 270^\circ$$

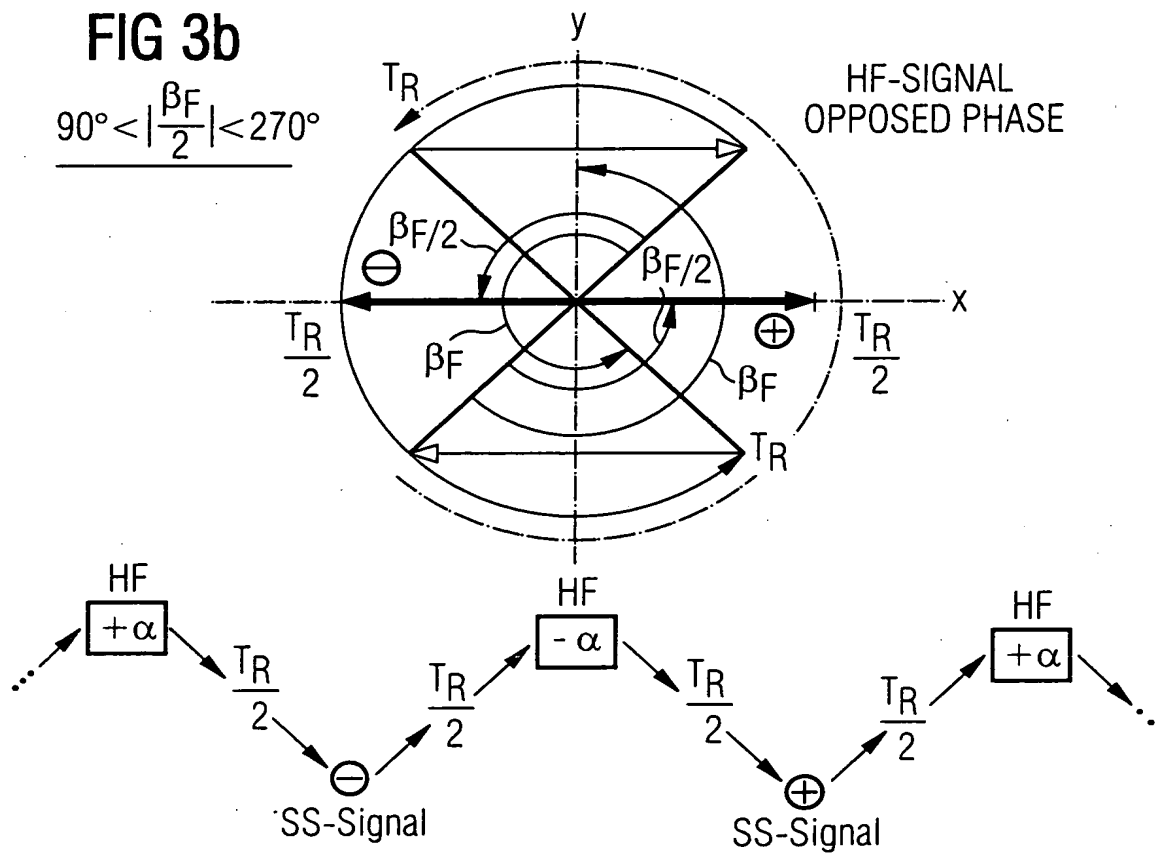
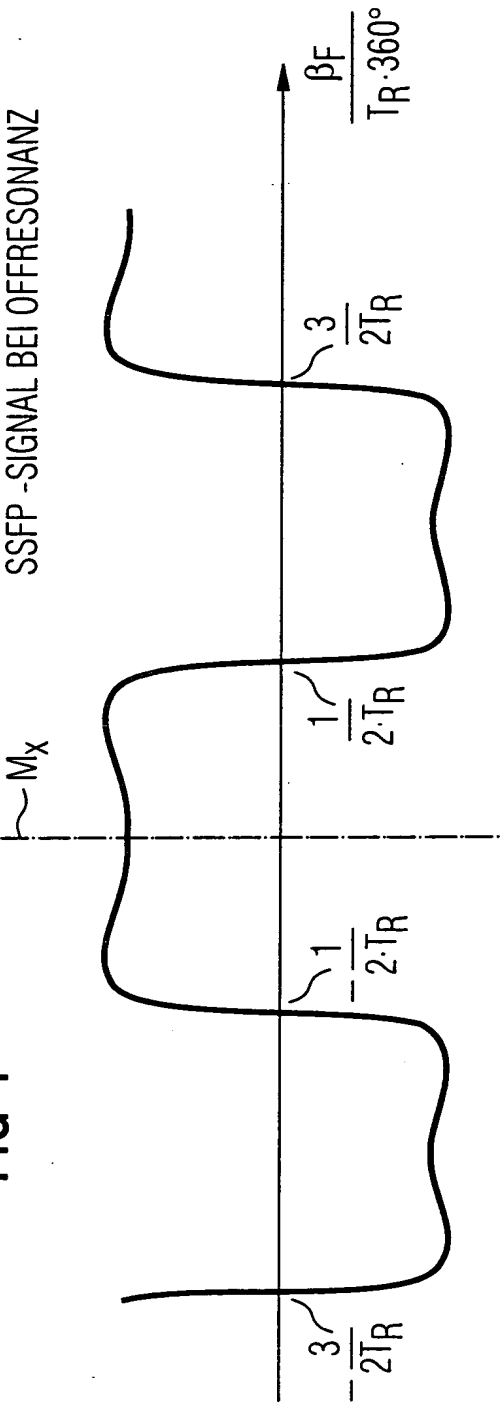
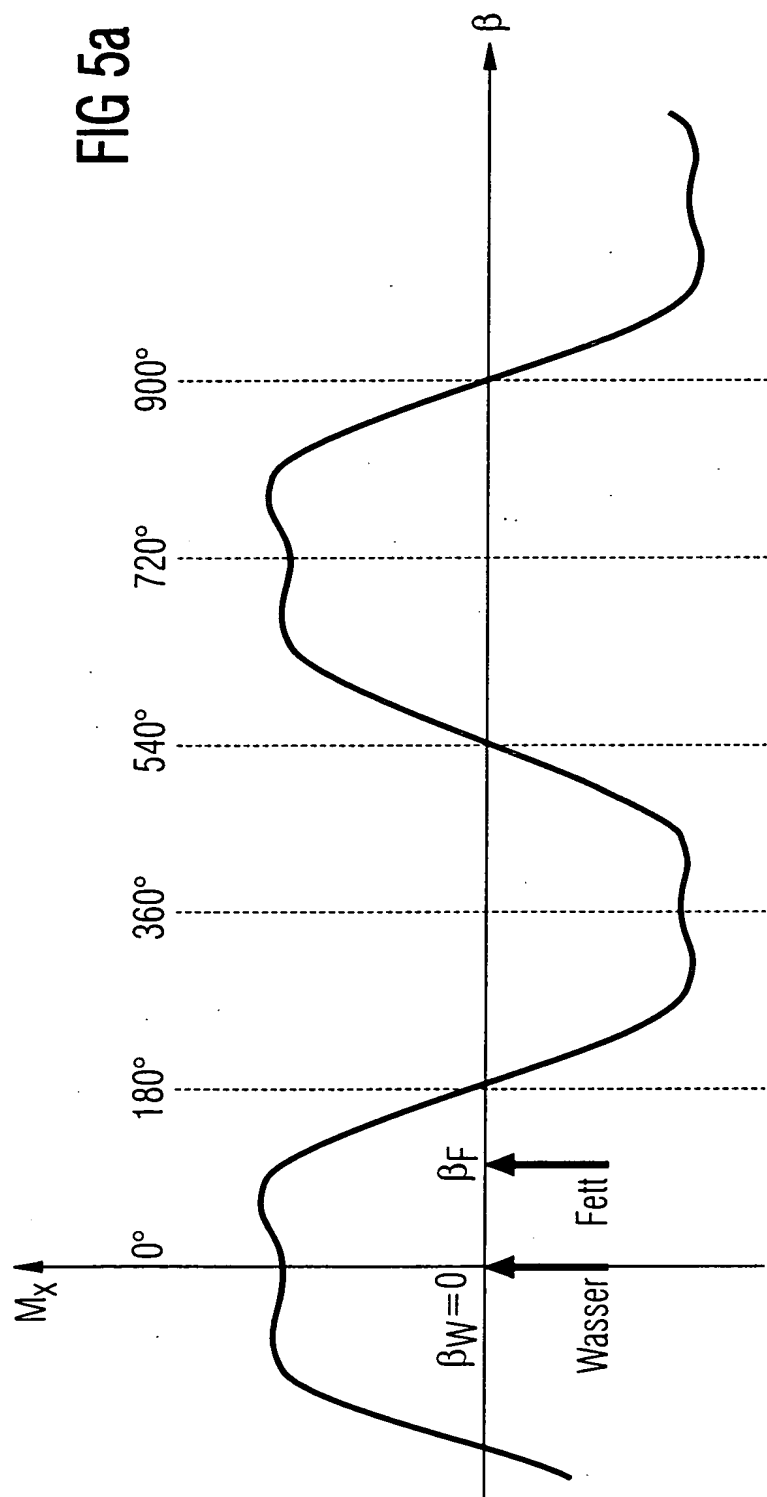


FIG 4



HF ALTERNIEREND UM Y - ACHSE



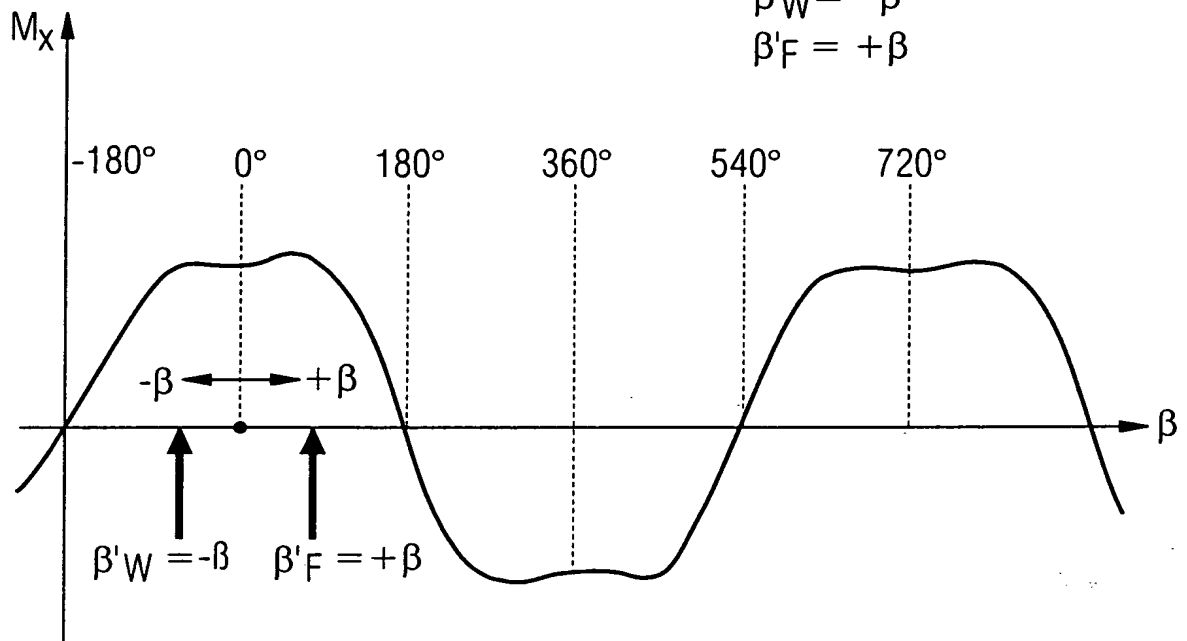
FALL I: $|\beta_F - \beta_W| < 180^\circ$ $\beta_W = 0$
 $\hat{=}$ gleicher Polarität $\beta_F = 360^\circ \Delta f T_R$

FIG 5bErfindungsgemäß gleiche Polarität

$$\beta = +180^\circ \Delta f T_R$$

$$\beta'_W = -\beta$$

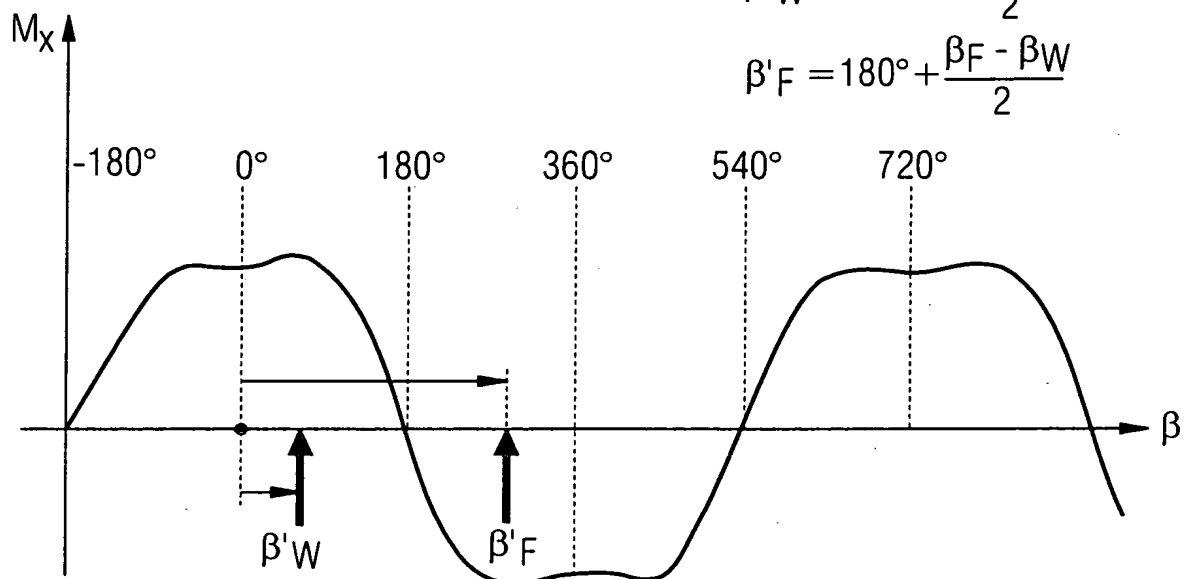
$$\beta'_F = +\beta$$

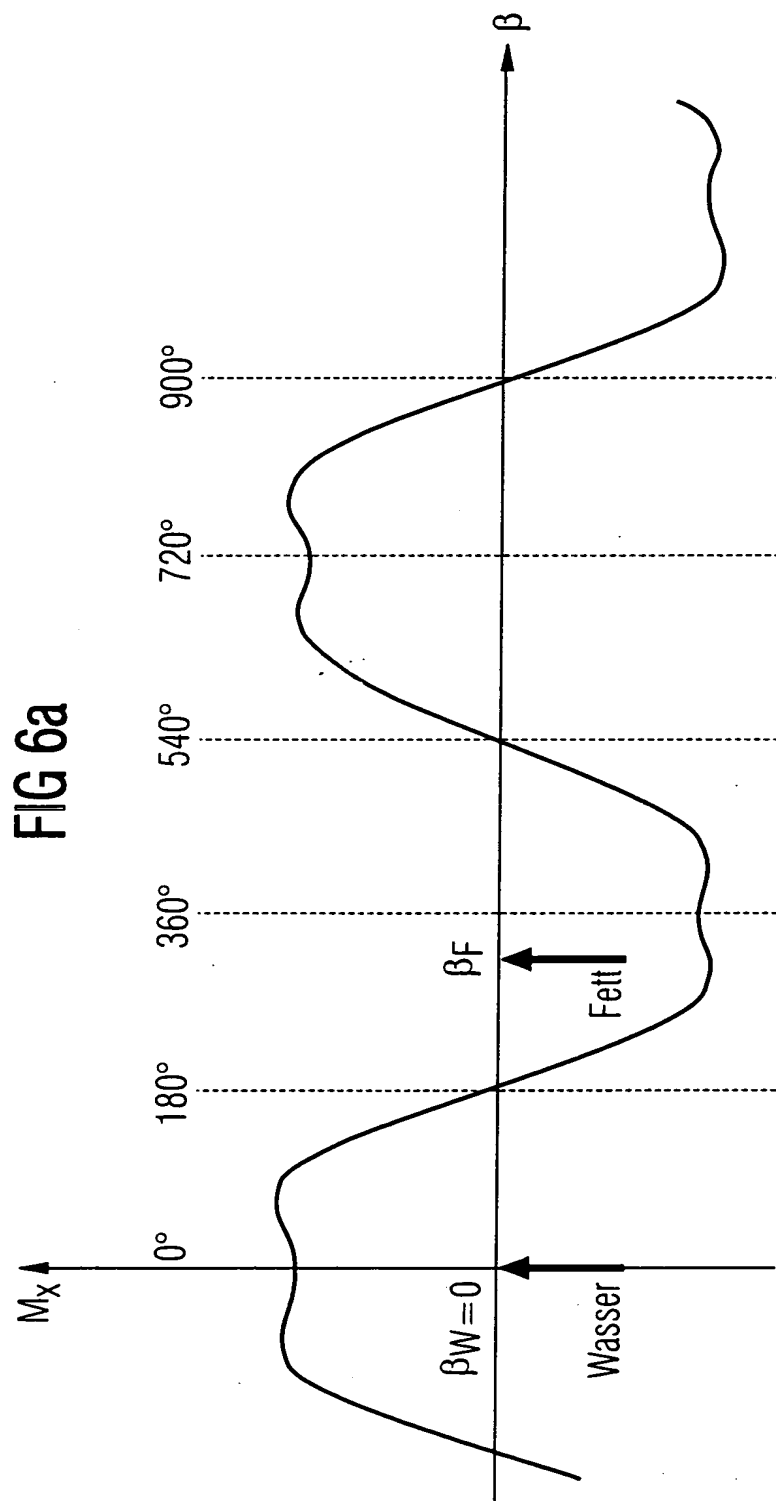
**FIG 5c**Erfindungsgemäß umgekehrte Polarität

$$\beta = 180^\circ \Delta f T_R - 180^\circ$$

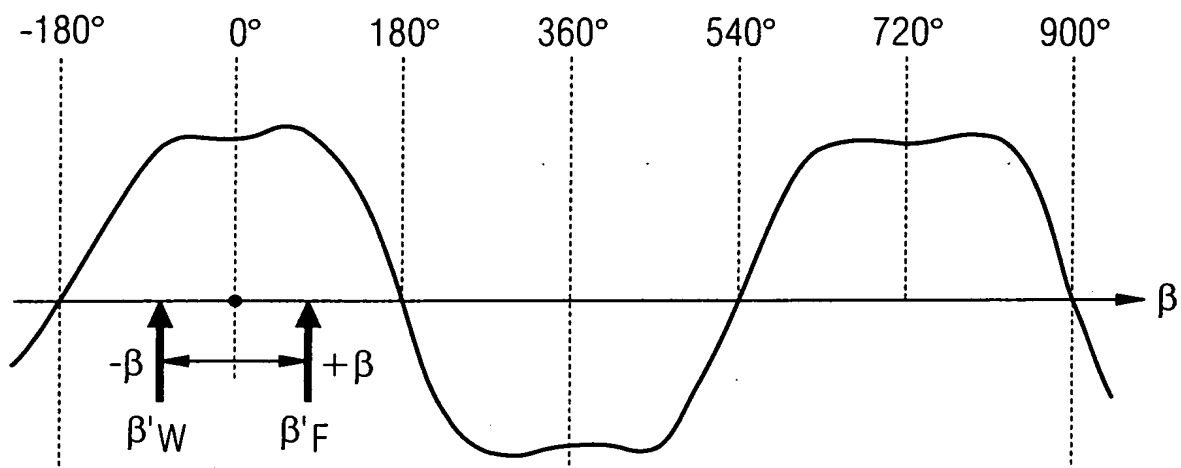
$$\beta'_W = 180^\circ - \frac{\beta_F - \beta_W}{2}$$

$$\beta'_F = 180^\circ + \frac{\beta_F - \beta_W}{2}$$



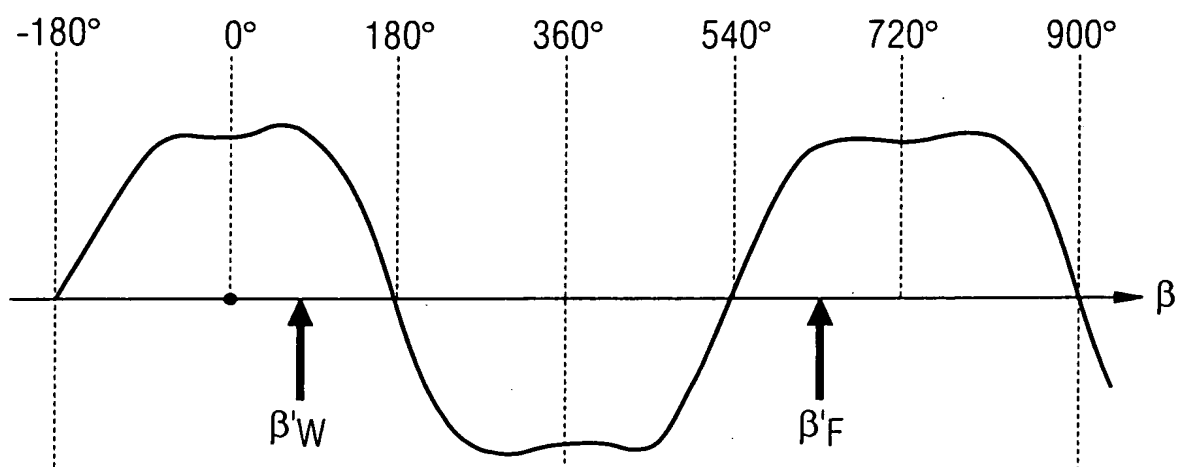


FALL II: $|\beta_F - \beta_W| \in [180^\circ; 540^\circ]$
 \triangleq umgekehrter Polarität

FIG 6bErfindungsgemäß gleiche Polarität

$$|\beta_F - \beta_W| \in [180^\circ; 360^\circ]$$

$$\beta = 180^\circ \Delta f T_R$$

FIG 6c

$$|\beta_F - \beta_W| \in [360^\circ; 540^\circ]$$

$$\beta = +180^\circ \Delta f T_R - 360^\circ$$

FIG 6d

Erfindungsgemäß umgekehrte Polarität